

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-253549

(P2008-253549A)

(43) 公開日 平成20年10月23日(2008.10.23)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D	5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2007-99246 (P2007-99246)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成19年4月5日(2007.4.5)		株式会社東芝
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(71) 出願人	594164542
			東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100109900
			弁理士 堀口 浩
		(72) 発明者	掛江 明弘
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 BB03 EE04 EE07 JB51 JC02
			JC04 KK21
			5B057 AA07 BA05 CA08 CA13 CA16
			CB08 CB13 CB16 CE05 DA08
			DB02 DB09 DC22

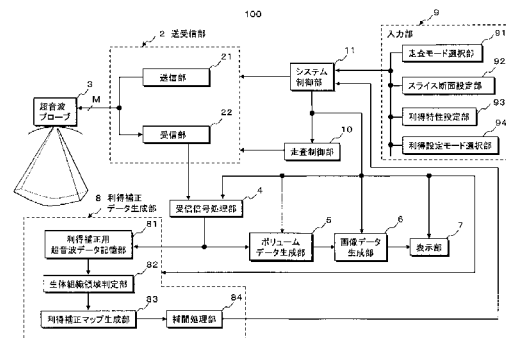
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】3次元走査によって収集されたボリュームデータに対する利得補正データを短時間で生成する。

【解決手段】利得補正データ生成部8の生体組織領域判定部82は、ボリュームデータに対する利得補正データの生成を目的とした利得補正用走査モードにて複数スライス断面の各々から収集される超音波データのS/Nと分散値に基づいて診断対象となる生体組織領域を判定し、利得補正マップ生成部83は、前記生体組織領域を所定の大きさに区分して設定された複数領域の各々における超音波データの平均値に対し最小2乗法を適用して2次元的な利得補正マップを生成する。そして、補間処理部84は、前記複数スライス断面の各々に対して生成された前記利得補正マップをスライス方向に補間処理し、前記ボリュームデータの各ボクセルに対応した3次元的な利得補正データを生成する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の 3 次元領域に対する超音波送受信によって収集された超音波データに基づいてボリュームデータを生成し、このボリュームデータを処理して得られた画像データをリアルタイム表示する超音波診断装置において、
前記超音波データに基づいて前記ボリュームデータに対する 3 次元的な利得補正データを生成する利得補正データ生成手段と、
前記超音波送受信によって前記被検体から得られた受信信号及びこの受信信号を処理して生成された前記超音波データの少なくとも何れかの利得を前記利得補正データに基づいて設定する利得設定手段とを
備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記 3 次元領域に対し複数のスライス断面を設定するスライス断面設定手段と、前記スライス断面における超音波送受信を制御する走査制御手段を備え、前記利得補正データ生成手段は、前記スライス断面の各々において収集された超音波データに基づく複数の利得補正マップを補間処理して前記利得補正データを生成することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記スライス断面設定手段は、前記ボリュームデータの生成を目的として収集された 3 次元的な前記超音波データにおけるスライス方向の間隔より広い配列間隔を有する前記複数のスライス断面を前記スライス方向に設定することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記スライス断面設定手段は、前記被検体の 3 次元領域に対する超音波送受信の中心軸を回転中心として前記複数のスライス断面を所定の角度間隔で設定することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記利得補正データ生成手段は、前記超音波データの S / N 及び分散値に基づいて前記スライス断面における生体組織領域を判定する生体組織領域判定手段と、この生体組織領域判定手段が判定した生体組織領域における前記超音波データに基づいて 2 次元的な利得補正マップを生成する利得補正マップ生成手段と、前記スライス断面の各々から得られた複数の利得補正マップを補間処理して前記利得補正データを生成する補間処理手段とを備えたことを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記利得補正データ生成手段は、スライス断面の各々から得られた利得補正マップの補間処理により前記ボリュームデータの各ボクセルに対応した前記利得補正データを生成することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

画像データ生成手段を備え、前記画像データ生成手段は、前記利得補正データによって利得設定された前記ボリュームデータに基づき、ボリュームレンダリング画像データ、サーフェスレンダリング画像データ、MIP 画像データあるいは MPR 画像データの何れかを生成することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記利得設定手段は、前記利得補正データに基づいて前記受信信号及び前記超音波データの少なくとも何れかに対し利得及びダイナミックレンジの設定を行なうことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波診断装置に係り、特に、被検体から収集された受信信号に対する利得

50

を自動設定することが可能な超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、複数の振動素子が配列された超音波プローブを用いて被検体の複数方向に対し超音波送受信を行ない、このとき得られた反射波に基づいて生成した画像データをモニタ上に表示するものである。この装置は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作で体内の2次元画像データや3次元画像データをリアルタイムで観察することができるため各種臓器の形態診断や機能診断に広く用いられている。

【0003】

このような超音波診断装置は、通常、被検体に対して超音波の送受信を行なう振動素子を有した超音波プローブと、前記振動素子に対して駆動信号を供給する送信部と、前記振動素子から得られた受信信号に対して利得調整等の処理を行なう受信部と、処理後の受信信号に基づいて画像データを生成する画像データ生成部と、生成した画像データを表示する表示部とを備えている。

10

【0004】

上述の基本構成を有した超音波診断装置によって行なわれる超音波送受信の受信感度は、このとき伝搬する臓器の形状や組織性状、更には、被検体の肥満度等に依存する。このため操作者は、当該被検体に対する2次元画像データの収集と表示を行なう場合、装置の表示部にリアルタイム表示される画像データの観察下にて入力部に設けられた利得調整機能进行操作することによって受信信号に対する利得を補正し、好適な感度分布を有した画像データの生成を行なってきた。

20

【0005】

しかしながら、この方法によれば、当該被検体の診断対象部位に対する画像データのスライス断面（走査断面）の位置や方向が変更される度に新たな利得補正が要求されるため検査効率は著しく低下し、特に、人間ドッグ等におけるスクリーニング検査のように多くの被検体に対する超音波検査を短時間で行なう場合には大きな問題点となっていた。

【0006】

このような問題点を改善するために、予め収集した受信信号の振幅情報に基づいてその利得を自動補正する方法が提案されている（例えば、特許文献1及び特許文献2参照。）

30

【0007】

特許文献1には、受信信号の利得を自動補正するために、この受信信号の振幅情報に基づいて生成したヒストグラムピーク位置を検出し、画像データの平均輝度に対応する前記ヒストグラムのピーク位置と予め設定された基準値との差異に基づいて利得補正値を設定する方法が記載されている。

【0008】

又、特許文献2には、被検体のスライス断面から得られた2次元的な超音波データのS/Nやヒストグラムの分散値に基づいて診断対象となる生体組織領域を判定し、この生体組織領域における超音波データの振幅情報とノイズレベルに基づいて前記生体組織領域における局所的な利得やダイナミックレンジを補正するための2次元的な利得補正マップを設定する方法が記載されている。

40

【特許文献1】特許第2648771号公報

【特許文献2】特表2004-500915号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

近年、被検体の3次元領域に対して超音波送受信を行ない、このとき収集されたボリュームデータに基づいて3次元画像データあるいは任意断面における2次元画像データを生成する方法が注目されている。このボリュームデータを収集する方法として、複数の振動素子が1次元配列された超音波プローブをその配列方向に対して垂直な方向に移動あるい

50

は回転させる方法や複数の振動素子が２次元配列された超音波プローブ（２次元アレイ超音波プローブ）を用いる方法が実用化されている。

【００１０】

上述のポリウムデータは、通常、連続した複数のスライス断面において得られた超音波データを合成することによって生成される。そして、このようなポリウムデータに対し、例えば、特許文献１あるいは特許文献２に記載されているような方法によって利得補正を行なう場合、多くのスライス断面の各々から得られる２次元的な超音波データに対して上述の利得補正値あるいは利得補正マップを設定し、更に、得られた利得補正値や利得補正マップに基づいて３次元的な利得補正データを設定しなくてはならないため、利得補正に用いる超音波データの保存に大きな容量を有した記憶回路が要求され、更に、３次元的な利得補正データの設定に多くの時間が費やされる。従って、上述の方法を適用して利得補正したポリウムデータに基づく３次元画像データ等をリアルタイムあるいは短時間で表示することは困難とされていた。

10

【００１１】

本発明は、このような従来の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、被検体に対するポリウムデータの収集に際し、このポリウムデータのボクセル値に対する利得等を短時間で自動補正することが可能な超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【００１２】

上記課題を解決するために、請求項１に係る本発明の超音波診断装置は、被検体の３次元領域に対する超音波送受信によって収集された超音波データに基づいてポリウムデータを生成し、このポリウムデータを処理して得られた画像データをリアルタイム表示する超音波診断装置において、前記超音波データに基づいて前記ポリウムデータに対する３次元的な利得補正データを生成する利得補正データ生成手段と、前記超音波送受信によって前記被検体から得られた受信信号及びこの受信信号を処理して生成された前記超音波データの少なくとも何れかの利得を前記利得補正データに基づいて設定する利得設定手段とを備えたことを特徴としている。

20

【発明の効果】

【００１３】

本発明によれば、被検体に対するポリウムデータの収集に際し、このポリウムデータのボクセル値に対する利得等を短時間で自動補正することが可能となる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【００１４】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例】

【００１５】

以下に述べる本発明の実施例では、当該被検体から収集されたポリウムデータに対する利得補正データの生成を目的とした利得補正用走査モードにて所定の複数スライス断面における通常の第１の超音波データ（生体データ）と超音波送信を行わずに得られる第２の超音波データ（ノイズデータ）とを収集し、生体データとノイズデータの差分から得られるＳ／Ｎと、前記スライス断面を所定の大きさに区分して設定された複数の第１の領域の各々における前記生体データの分散値とに基づいて診断対象となる生体組織領域を判定する。

40

【００１６】

次いで、隣接する複数の第１の領域を所定の大きさに束ねて第２の領域を形成し、この第２の領域の各々における前記生体データの平均値に対し最小２乗法を適用して２次元的な利得補正マップを生成する。そして、被検体の３次元領域に対して設定された前記複数スライス断面の各々における利得補正マップをスライス方向に補間処理してポリウムデータの各ボクセルに対応した３次元的な利得補正データを生成する。

【００１７】

50

尚、以下に述べる実施例では、２次元配列された振動素子を有する超音波プローブによって収集されたボリュームデータに対して利得補正を行なう場合について述べるが、これに限定されるものではなく、例えば、複数の振動素子が１次元配列された超音波プローブを機械的に移動あるいは回動して得られたボリュームデータに対して利得補正を行なってもよい。又、以下では、３次元領域に対する超音波の送受信によって得られたＢモードデータに基づいてボリュームデータを生成する場合について述べるが、カラードブラデータ等の他の超音波データに基づいてボリュームデータを生成しても構わない。

【００１８】

（装置の構成）

本発明の実施例における超音波診断装置の構成につき図１乃至図６を用いて説明する。尚、図１は、超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図２は、この超音波診断装置が備える送受信部及び受信信号処理部の具体的な構成を示すブロック図である。又、図４は、前記超音波診断装置が備えるボリュームデータ生成部及び画像データ生成部の構成を示すブロック図である。

【００１９】

図１に示す超音波診断装置１００は、被検体の３次元領域に対し超音波パルス（送信超音波）を送信し、この送信によって得られた超音波反射波（受信超音波）を電気信号（受信信号）に変換する複数の振動素子が配列された超音波プローブ３と、前記被検体の所定方向に対して超音波パルスを送信するための駆動信号を前記振動素子に供給し、この振動素子から得られた複数のチャンネルの受信信号を整相加算する送受信部２と、整相加算後の受信信号を処理してＢモードデータを生成する受信信号処理部４と、前記３次元領域における連続した複数の画像断面（スライス断面）の各々から収集される２次元的な超音波データ（Ｂモードデータ）を合成してボリュームデータを生成するボリュームデータ生成部５と、このボリュームデータに基づいて３次元画像データを生成する画像データ生成部６と、得られた３次元画像データを表示する表示部７とを備えている。

【００２０】

更に、超音波診断装置１００は、前記３次元領域における連続した複数のスライス断面の中から所定間隔で抽出したスライス断面にて収集される超音波データの振幅値に基づき、これらスライス断面の各々に対する利得補正マップを生成し、更に、得られた利得補正マップをスライス方向に対して補間処理し３次元的な利得補正データを生成する利得補正データ生成部８と、被検体情報の入力や画像データ生成条件の設定等を行なう入力部９と、ボリュームデータの収集を目的としたボリュームデータ収集用走査モード及び利得補正用超音波データ（即ち、上述の生体データ及びノイズデータ）の収集を目的とした利得補正用走査モードの各々における超音波の送受信方向を制御する走査制御部１０と、上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部１１を備えている。

【００２１】

超音波プローブ３は、２次元配列されたＭ個の図示しない振動素子をその先端部近傍に有し、この先端部を被検体の体表に接触させた状態で超音波の送受信を行なう。超音波プローブ３に内蔵された振動素子の各々は、送信時には電気パルス（駆動信号）を超音波パルス（送信超音波）に変換し、受信時には超音波反射波（受信超音波）を電氣的な受信信号に変換する電気音響変換素子であり、図示しないＭチャンネルの多芯ケーブルを介して送受信部２に接続されている。

【００２２】

尚、超音波プローブ３には、セクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等があり、操作者は診断部位に応じて任意に選択することが可能である。本実施例では、Ｍ個の振動素子が２次元配列されたセクタ走査用の超音波プローブ３を用いる場合について述べるが、リニア走査対応やコンベックス走査対応等の超音波プローブであっても構わない。

【００２３】

次に、図２に示す送受信部２は、超音波プローブ３の振動素子に対して駆動信号を供給

10

20

30

40

50

する送信部 2 1 と、振動素子から得られた受信信号に対して整相加算を行なう受信部 2 2 を備えている。

【0024】

送信部 2 1 は、レートパルス発生器 2 1 1 と、送信遅延回路 2 1 2 と、駆動回路 2 1 3 を備え、レートパルス発生器 2 1 1 は、送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルス生成して送信遅延回路 2 1 2 に供給する。送信遅延回路 2 1 2 は、送信に使用される M_t 個の振動素子と同数の独立な遅延回路から構成され、送信超音波を所定の深さに集束するための集束用遅延時間と所定方向 (p 、 q) に送信するための偏向用遅延時間を前記レートパルスに与えて駆動回路 2 1 3 へ供給する。駆動回路 2 1 3 は、送信遅延回路 2 1 2 と同数の独立な駆動回路を有し、超音波プローブ 3 にて 2 次元配列された M 個の振動素子の中から送信用として選択される M_t ($M_t \leq M$) 個の振動素子を駆動し、被検体の体内に送信超音波を放射する。

【0025】

一方、受信部 2 2 は、超音波プローブ 3 に内蔵された M 個の振動素子の中から受信用として選択された M_r ($M_r \leq M$) 個の振動素子に対応する M_r チャンネルの利得設定部 2 2 0、A/D 変換器 2 2 1 及び受信遅延回路 2 2 2 と 1 チャンネルの加算器 2 2 3 を備えている。

【0026】

利得設定部 2 2 0 は、その利得を時間的に変化させることが可能な増幅回路を有し、超音波プローブ 3 における M_r 個の受信用振動素子から供給される受信信号の利得を、入力部 9 あるいは利得補正データ生成部 8 からシステム制御部 1 1 を介して供給される利得補正データに基づいて設定する。そして、利得設定部 2 2 0 にて所定の利得で増幅された M_r チャンネルの受信信号は、A/D 変換器 2 2 1 にてデジタル信号に変換され、受信遅延回路 2 2 2 に送られる。

【0027】

受信遅延回路 2 2 2 は、所定の深さからの受信超音波を集束するための集束用遅延時間と、所定方向 (p 、 q) に対して受信指向性を設定するための偏向用遅延時間を A/D 変換器 2 2 1 から出力される M_r チャンネルの受信信号の各々に与え、加算器 2 2 3 は、受信遅延回路 2 2 2 からの受信信号を加算合成する。即ち、受信遅延回路 2 2 2 と加算器 2 2 3 により、所定方向から得られた受信信号は整相加算される。

【0028】

図 3 は、超音波プローブ 3 の中心軸を z 軸とした直交座標 ($x - y - z$) における超音波の送受信方向 (p 、 q) を示したものであり、この場合、振動素子は x 軸方向及び y 軸方向に 2 次元配列され、 p 及び q は、 $x - z$ 平面及び $y - z$ 平面に投影された送受信方向の z 軸に対する角度を示している。

【0029】

尚、受信遅延回路 2 2 2 及び加算器 2 2 3 は、その遅延時間の制御によって複数方向に対する受信指向性を同時に形成する所謂並列同時受信を行なうことも可能である。この並列同時受信法の適用によりボリュームデータの収集に要する時間は大幅に短縮される。

【0030】

図 2 に戻って、受信信号処理部 4 は、包絡線検波器 4 1 と対数変換器 4 2 を備え、包絡線検波器 4 1 は、受信部 2 2 の加算器 2 2 3 から供給される整相加算後の受信信号を包絡線検波し、対数変換器 4 2 は、包絡線検波された受信信号の振幅を対数変換し超音波データとしての B モードデータを生成する。尚、包絡線検波器 4 1 と対数変換器 4 2 は順序を入れ替えて構成してもよい。

【0031】

次に、図 1 に示したボリュームデータ生成部 5 及び画像データ生成部 6 の具体的な構成につき図 4 を用いて説明する。ボリュームデータ生成部 5 は、当該被検体に対するボリュームデータの収集に際し、受信信号処理部 4 から供給される 3 次元的な超音波データ (B モードデータ) に対し好適な利得設定と補間演算を行なってボリュームデータを生成する

10

20

30

40

50

機能を有し、図 4 に示すように利得設定部 5 1、超音波データ記憶部 5 2、補間演算部 5 3 及びボリュームデータ記憶部 5 4 を備えている。

【0032】

利得設定部 5 1 は、図示しない乗算回路を備え、受信信号処理部 4 から供給される超音波データの利得を入力部 9 あるいは利得補正データ生成部 8 からシステム制御部 1 1 を介して供給される利得補正データに基づいて設定する。又、超音波データ記憶部 5 2 は、診断対象部位に対する 3 次元走査によって収集され利得設定部 5 1 にて所定の利得で増幅された超音波データを送受信方向 (p、 q) の情報と共に保存する。

【0033】

一方、補間演算部 5 3 は、超音波データ記憶部 5 2 に一旦保存された 3 次元的な超音波データとその付帯情報である超音波の送受信方向 (p、 q) を読み出し、送受信方向 (p、 q) に対応させて配列した超音波データを補間演算し等方的なボクセルで構成されるボリュームデータを生成する。そして、生成したボリュームデータをボリュームデータ記憶部 5 4 へ保存する。

【0034】

次に、画像データ生成部 6 は、ボリュームデータ生成部 5 にて生成されたボリュームデータをレンダリング処理して 3 次元画像データを生成する機能を有し、ヒストグラム演算部 6 1 と、不透明度・色調設定部 6 2 と、レンダリング処理部 6 3 を備えている。

【0035】

ヒストグラム演算部 6 1 は、ボリュームデータ生成部 5 のボリュームデータ記憶部 5 4 から供給されるボリュームデータのボクセル値に対し各ボクセル値の発生頻度を示すヒストグラムを算出し、不透明度・色調設定部 6 2 は、前記ヒストグラムに基づきボリュームデータの各ボクセルに対して不透明度と色調を設定する。そして、レンダリング処理部 6 3 は、ボリュームデータ生成部 5 のボリュームデータ記憶部 5 4 から供給されるボリュームデータを、不透明度・色調設定部 6 2 によって設定された不透明度や色調の情報に基づいてレンダリング処理し 3 次元画像データを生成する。

【0036】

図 5 は、ヒストグラム演算部 6 1 によって算出されたヒストグラム H g に対して不透明度・色調設定部 6 2 が設定する不透明度・色調 O p を模式的に説明するための図であり、所定割合 (例えば 90%) の画素値発生頻度が含まれるヒストグラム H g の画素値範囲 [1 - 2] に対し S 字特性あるいはリニア特性等を有する不透明度・色調 O p が設定される。

【0037】

図 1 へ戻って、表示部 7 は、図示しない表示データ生成回路と変換回路とモニタを備え、前記表示データ生成回路は、画像データ生成部 6 のレンダリング処理部 6 3 において生成された 3 次元画像データに被検体情報等の付帯情報を付加して表示データを生成する。一方、前記変換回路は、前記表示データ生成回路が生成した表示データに対して D / A 変換とテレビフォーマット変換を行なって前記モニタに表示する。

【0038】

次に、利得補正データ生成部 8 は、利得補正用超音波データ記憶部 8 1 と、生体組織領域判定部 8 2 と、利得補正マップ生成部 8 3 と、補間処理部 8 4 とを備えている。

【0039】

利得補正用超音波データ記憶部 8 1 は、図示しない生体データ記憶領域とノイズデータ記憶領域を備えている。そして、当該被検体のボリュームデータの収集に先立ち、このボリュームデータに対する 3 次元的な利得補正データの生成を目的とした利得補正用走査モードにて受信信号処理部 4 から供給される複数のスライス断面における超音波データが利得補正用超音波データとして保存される。この利得補正用超音波データとして、所定の初期利得で前記スライス断面にて収集される通常の超音波データ (生体データ) と、超音波送信を行わずに収集される超音波データ (ノイズデータ) とがスライス断面の識別情報や超音波送受信方向の情報等と共に夫々の記憶領域に保存される。

10

20

30

40

50

【0040】

図6は、ポリウムデータ収集用走査モードにて収集される3次元的な超音波データと利得補正用走査モードにおいて収集される複数スライス断面の2次元的な超音波データを示したものであり、ポリウムデータ収集用走査モードにおいて収集される3次元的な超音波データは、図6(a)に示すように q 方向に微小な 間隔で設定された $q = 1$ 乃至 Q の各スライス断面における $p = 1$ 乃至 P の超音波送受信に基づいて生成される。

【0041】

一方、利得補正用走査モードにて収集される複数の2次元的な超音波データは、図6(b)に示すように、例えば、 q 方向に 4 間隔で設定された $q = 1, 5, 9, \dots$ の各スライス断面における $p = 1$ 乃至 P の超音波送受信に基づいて生成される。即ち、利得補正用走査モードにおける複数のスライス断面は、 p 方向に 間隔で配列されたポリウムデータ収集用走査モードにおける複数のスライス断面を 4 間隔で抽出することによって設定される。

10

【0042】

次に、生体組織領域判定部82は、図示しない演算回路を備え、利得補正用超音波データ記憶部81に一旦保存された2次元の生体データとノイズデータを読み出し、これらの差分によって S/N を算出する。更に、生体組織領域判定部82は、予め設定された閾値より大きな S/N を有する領域を所定の大きさに区分して複数からなる第1の領域を設定し、この第1の領域における生体データに対して分散値を算出する。そして、得られた分散値に基づいて上述の生体データにおける生体組織領域を判定する。即ち、所定閾値以上の S/N 値を有し、所定の閾値範囲に属した分散値を有する生体組織領域を抽出し、ノイズが支配的な領域やアーチファクトあるいは血管壁等の組織境界を有する領域と区別する。

20

【0043】

次に、利得補正マップ生成部83は、隣接する前記第1の領域を所定の大きさに束ねて複数からなる第2の領域を形成し、これらの第2の領域の各々における生体データの平均値に対して最小2乗法を適用し2次元的な感度マップを生成する。そして、予め設定された基準利得値から前記感度マップの値を減算して2次元的な利得補正マップを生成する。

【0044】

一方、補間処理部84は、記憶回路を有し、 $q = 1, 5, 9, \dots$ の各スライス断面に対して利得補正マップ生成部83が生成した利得補正マップを q 方向に対して補間処理し、例えば、ポリウムデータの各ボクセルに対応した3次元的な利得補正データを生成する。そして、得られた利得補正データを前記記憶回路に保存する。

30

【0045】

尚、生体組織領域判定部82による生体組織領域の判定方法や利得補正マップ生成部83による利得補正マップの生成方法については、上述の特許文献2に記載されているため更なる詳細な説明は省略する。

【0046】

再び図1へ戻って、入力部9は、操作パネル上の表示パネルやキーボード、トラックボール、マウス、選択ボタン、入力ボタン等の入力デバイスを用いて利得補正用走査モード及びポリウムデータ収集用走査モードの選択を行なう走査モード選択部91、利得補正用走査モードにおけるスライス断面の間隔や角度を設定するスライス断面設定部92、受信信号や超音波データに対する利得特性をマニュアル設定する利得特性設定部93、利得補正の自動設定モード及びマニュアル設定モードを選択する利得設定モード選択部94を備えている。又、被検体情報の入力、ポリウムデータ生成条件の設定、3次元画像データの生成条件や表示条件の設定、更には、種々のコマンド信号の入力等も上述の表示パネルや入力デバイスを用いて行なわれる。

40

【0047】

次に、走査制御部10は、上述のポリウムデータ生成条件や入力部9のスライス断面

50

設定部 9 2 によって設定されるスライス断面の情報に基づいて利得補正用走査モード及びボリュームデータ収集用走査モードにおける超音波の送受信方向を設定し、更に、これらの送受信方向に対する超音波送受信に必要な遅延時間を送信部 2 1 の送信遅延回路 2 1 2 及び受信部 2 2 の受信遅延回路 2 2 2 に対して設定する。

【 0 0 4 8 】

システム制御部 1 1 は、図示しない C P U と記憶回路を備え、前記記憶回路には、入力部 9 にて入力 / 選択 / 設定された上述の各種情報が保存される。そして、前記 C P U は、上述の入力 / 選択 / 設定情報に基づいて超音波診断装置 1 0 0 の各ユニットを統括的に制御する。特に、利得補正データ生成部 8 において自動設定された利得補正データあるいは入力部 9 の利得特性設定部 9 3 においてマニュアル設定された利得特性に基づく利得補正データを送受信部 2 の受信部 2 2 における利得設定部 2 2 0 へ供給して受信信号の利得を設定し、更に、前記利得補正データをボリュームデータ生成部 5 の利得設定部 5 1 へ供給して受信信号処理部 4 から供給される超音波データの利得を設定する。

10

【 0 0 4 9 】

(利得補正データの生成手順)

次に、当該被検体のボリュームデータの生成に先立って行なわれる利得補正データ生成の手順につき図 7 のフローチャートを用いて説明する。

【 0 0 5 0 】

超音波診断装置 1 0 0 の操作者は、入力部 9 にて被検体情報を入力した後、この入力部 9 の利得設定モード選択部 9 4 における利得補正自動設定モードの選択、走査モード選択部 9 1 における利得補正用走査モードの選択、スライス断面設定部 9 2 におけるスライス断面の設定等を行ない、更に、ボリュームデータ生成条件の設定、3次元画像データの生成条件や表示条件の設定等を行なう (図 7 のステップ S 1) 。

20

【 0 0 5 1 】

上述の初期設定が終了したならば、操作者は、入力部 9 において B モードデータの収集を選択し、超音波プローブ 3 の先端部を被検体体表面の好適な位置に固定した状態で利得補正データの生成開始コマンドを入力する (図 7 のステップ S 2) 。そして、このコマンド信号がシステム制御部 1 1 に供給されることにより利得補正データの生成を目的とした超音波データ (利得補正用超音波データ) の収集が開始される。

【 0 0 5 2 】

利得補正用超音波データの収集に際し、図 2 に示した送信部 2 1 のレートパルス発生器 2 1 1 は、システム制御部 1 1 から供給された制御信号に従ってレートパルスを生成し送信遅延回路 2 1 2 に供給する。送信遅延回路 2 1 2 は、入力部 9 のスライス断面設定部 9 2 からシステム制御部 1 1 を介して供給されたスライス断面情報に基づいて走査制御部 1 0 が設定した最初の送受信方向 (1、1) に超音波を送信するための遅延時間と細い送信ビーム幅を得るために所定の深さに超音波を集束するための遅延時間を前記レートパルスに与え、このレートパルスを用いて M t チャンネルの駆動回路 2 1 3 に供給する。

30

【 0 0 5 3 】

駆動回路 2 1 3 は、送信遅延回路 2 1 2 から供給されたレートパルスに基づいて所定の遅延時間を有した駆動信号を生成し、この駆動信号を超音波プローブ 3 における M t 個の送信用振動素子に供給し被検体に対して送信超音波を放射する。放射された送信超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる臓器境界面や組織にて反射し、M r 個の受信用振動素子によって受信されて M r チャンネルの電氣的な受信信号に変換される。

40

【 0 0 5 4 】

この受信信号は、受信部 2 2 の利得設定部 2 2 0 において所定の増幅度で増幅された後 A / D 変換器 2 2 1 においてデジタル信号に変換される。次いで、M r チャンネルの受信遅延回路 2 2 2 は、変換後の受信信号に対して所定の深さからの受信超音波を集束するための遅延時間と走査制御部 1 0 によって設定された最初の超音波送受信方向 (1、1) からの受信超音波に対し強い受信指向性をもたせるための遅延時間を与え、加算器 2 2 3 は、受信遅延回路 2 2 2 から出力された受信信号を整相加算する。そして、整相加算後

50

の受信信号が供給された受信信号処理部 4 の包絡線検波器 4 1 及び対数変換器 4 2 は、この受信信号に対して包絡線検波と対数変換を行なって超音波データを生成し利得補正データ生成部 8 の利得補正用超音波データ記憶部 8 1 に生体データとして保存する。

【0055】

送受信方向 (1、 1) に対する超音波データの生成と保存が終了したならば、送受信方向 (2、 1) 乃至 (P、 1) の各々に対し同様の手順で超音波の送受信を行ない、このとき得られた超音波データも利得補正用超音波データ記憶部 8 1 に保存される。即ち、利得補正用超音波データ記憶部 8 1 には、送受信方向 (1、 1) 乃至 (P、 1) に対する超音波の送受信によって得られた $q = 1$ のスライス断面における 2 次元的な超音波データが生体データとして保存される。

10

【0056】

同様にして、走査制御部 10 が q 方向に対して 4 間隔で設定した $q = 5、9、13、\dots$ のスライス断面において $p = 1$ 乃至 P の超音波送受信を行ない、このとき得られた 2 次元的な超音波データも生体データとして利得補正用超音波データ記憶部 8 1 に保存される (図 7 のステップ S 3)。

【0057】

$q = 1、5、9、\dots$ のスライス断面における生体データの生成と保存が終了したならば、駆動回路 2 1 3 を停止させた状態で同様の利得補正用走査モードを繰り返すことにより $q = 1、5、9、\dots$ のスライス断面における超音波データが生成され、得られた超音波データはノイズデータとして利得補正用超音波データ記憶部 8 1 に保存される (図 7 のステップ S 4)。即ち、利得補正用超音波データ記憶部 8 1 には、 $q = 1、5、9、\dots$ の各スライス断面において得られた 2 次元的な生体データとノイズデータが夫々の記憶領域に保存される。

20

【0058】

上述の各スライス断面における生体データ及びノイズデータの収集と保存が終了したならば、利得補正データ生成部 8 の生体組織領域判定部 8 2 は、利得補正用超音波データ記憶部 8 1 から読み出した $q = 1$ のスライス断面における生体データとノイズデータとの差分によって S/N を算出する。そして、予め設定された閾値より大きな S/N を有する領域を所定の大きさに区分して複数からなる第 1 の領域を設定し、この第 1 の領域における生体データの分散値に基づき前記スライス断面の生体データに対して生体組織領域の判定を行なう (図 7 のステップ S 5)。

30

【0059】

次に、利得補正マップ生成部 8 3 は、隣接する複数の前記第 1 の領域を所定の大きさに束ねて複数からなる第 2 の領域を形成し、これらの第 2 の領域の各々における生体データの平均値に対し最小 2 乗法を適用して 2 次元的な感度マップを生成する。そして、予め設定された基準利得値から前記感度マップの値を減算して $q = 1$ のスライス断面に対する 2 次元的な利得補正マップを生成する (図 7 のステップ S 6)。次いで、同様の手順により $q = 5、9、\dots$ の各スライス断面に対する利得補正マップを生成する。

【0060】

$q = 1、5、9、\dots$ の各スライス断面に対する利得補正マップの生成が終了したならば、補間処理部 8 4 は、これらの利得補正マップを q 方向に対して補間処理し、ポリウムデータ収集用走査モードにて収集されるポリウムデータの各ボクセルに対応した 3 次元的な利得補正データを生成する。そして、得られた利得補正データを図示しない自己の記憶回路に保存する (図 7 のステップ S 7)。

40

【0061】

(3 次元画像データの生成手順)

次に、上述の利得補正データによって利得補正 (利得設定) されたポリウムデータに基づく 3 次元画像データの生成手順につき図 8 のフローチャートを用いて説明する。

【0062】

上述のステップ S 7 においてポリウムデータに対する 3 次元的な利得補正データの生

50

成と保存が終了したならば、超音波診断装置 100 の操作者は、入力部 9 の走査モード選択部 91 においてボリュームデータ収集用走査モードを選択し（図 8 のステップ S 11）、超音波プローブ 3 の先端部を同一部位に固定した状態で入力部 9 より 3 次元画像データの生成開始コマンドを入力する。そして、このコマンド信号がシステム制御部 11 に供給されることにより当該被検体に対するボリュームデータの生成が開始される（図 8 のステップ S 12）。

【0063】

ボリュームデータの生成に際しシステム制御部 11 及び走査制御部 10 は、上述と同様の手順で送受信部 2 の送信部 21 及び受信部 22 と受信信号処理部 4 を制御して送受信方向（1、1）に超音波を送受信し、このとき得られた受信信号を処理して超音波データ（B モードデータ）を生成する（図 8 のステップ S 13）。このとき、受信部 22 の利得補正部 220 は、利得補正データ生成部 8 の補間処理部 84 からシステム制御部 11 を介して供給される送受信方向（1、1）に対応した利得補正データに基づき超音波プローブ 3 から供給された前記受信信号を利得補正する。

10

【0064】

又、ボリュームデータ生成部 5 の利得設定部 51 は、受信信号処理部 4 から供給される送受信方向（1、1）の超音波データを、利得補正データ生成部 8 の補間処理部 84 からシステム制御部 11 を介して供給される送受信方向（1、1）に対応した利得補正データに基づいて利得補正する（図 8 のステップ S 14）。そして、利得補正された超音波データは、送受信方向（1、1）の情報を付帯情報として超音波データ記憶部 52 に保存される（図 8 のステップ S 15）。

20

【0065】

同様にして、送受信方向（p、1）（ $p = 2$ 乃至 P ）に対する超音波データの生成及びこれらの超音波データに対する利得補正と保存が行なわれ、更に、送受信方向（p、q）（ $p = 1$ 乃至 P 、 $q = 2$ 乃至 Q ）に対する超音波データの生成及びこれらの超音波データに対する利得補正と保存が行なわれる。即ち、超音波データ記憶部 52 には、連続した 1 乃至 Q のスライス断面において生成され利得設定部 51 にて利得補正された 3 次元的な超音波データが送受信方向（p、q）（ $p = 1$ 乃至 P 、 $q = 1$ 乃至 Q ）の情報と共に保存される（図 8 のステップ S 13 乃至 S 15）。

30

【0066】

次に、ボリュームデータ生成部 5 の補間演算部 53 は、超音波データ記憶部 52 に一旦保存された 3 次元的な超音波データとその付帯情報である超音波の送受信方向（p、q）を読み出し、送受信方向（p、q）に対応させて 3 次元配列した超音波データを補間演算して等方的なボクセルで構成されるボリュームデータを生成する。そして、生成したボリュームデータをボリュームデータ記憶部 54 に保存する（図 8 のステップ S 16）。

【0067】

一方、画像データ生成部 6 のヒストグラム演算部 61 は、ボリュームデータ生成部 5 のボリュームデータ記憶部 54 から供給されたボリュームデータにおける各ボクセル値の発生頻度をヒストグラムとして算出し、不透明度・色調設定部 62 は、前記ヒストグラムに基づきボリュームデータの各ボクセルに対して不透明度と色調を設定する。そして、レンダリング処理部 63 は、ボリュームデータ記憶部 54 から供給されたボリュームデータを、不透明度・色調設定部 62 によって設定された不透明度や色調の情報に基づいてレンダリング処理し 3 次元画像データを生成する（図 8 のステップ S 17）。

40

【0068】

次いで、表示部 7 の表示データ生成回路は、画像データ生成部 6 のレンダリング処理部 63 において生成された 3 次元画像データに被検体情報等の付帯情報を付加して表示データを生成し、変換回路は、前記表示データに対して D/A 変換とテレビフォーマット変換を行なってモニタに表示する（図 8 のステップ S 18）。

50

【 0 0 6 9 】

そして、入力部 9 の走査モード選択部 9 1 にて利得補正用走査モードが新たに選択されるまで上述のステップ S 1 3 乃至 S 1 8 の動作が繰り返され、表示部 7 のモニタには、画像データ生成部 6 によって生成された 3 次元画像データがリアルタイム表示される。

【 0 0 7 0 】

以上述べた本発明の実施例によれば、被検体の 3 次元領域に設定された所定間隔のスライス断面の各々にて収集される超音波データに基づいて各スライス断面の利得補正マップを生成し、これらの利得補正マップをスライス方向に補間処理して 3 次元的な利得補正データを生成しているため、利得補正データの生成に要する時間は、前記 3 次元領域を 3 次元走査して得られた超音波データに基づいて利得補正データを生成する場合より短縮することができる。従って、ポリウムデータの利得補正に要する時間が短縮され、利得補正されたポリウムデータに基づいて生成される 3 次元画像データを表示する際の時間分解能を改善することができる。

10

【 0 0 7 1 】

特に、ECG 信号に基づく心拍同期法により心臓等の動きの激しい臓器に対して所定時相のポリウムデータを収集する、所謂、トリガポリウムモードの場合、本実施例の方法によれば、ポリウムデータの利得を正確かつ短時間に補正することが可能となる。

【 0 0 7 2 】

一方、本実施例における利得補正用超音波データは、前記 3 次元領域の比較的少ないスライス断面において収集されるため、この利得補正用超音波データを保存するための記憶回路は大きな記憶容量を必要としない。

20

【 0 0 7 3 】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は、上述の実施例に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上述の実施例では、図 6 (b) に示すように、 q 方向に所定間隔で設定されたスライス断面の各々において超音波送受信を行ない、このとき得られた前記スライス断面に対する複数の利得補正マップをスライス方向に補間処理して 3 次元的な利得補正データを生成する場合について述べたが、例えば、図 9 (b) に示すように超音波プローブ 3 の中心軸を回転中心とした 方向に所定角度 で複数のスライス断面を設定し、これらのスライス断面に対して得られた複数の利得補正マップを 方向に補間処理することによって 3 次元的な利得補正データを生成してもよい。この方法によれば図 3 の x 方向及び y 方向あるいは図 6 の p 方向及び q 方向に依存することなく常に様な精度を有する利得補正データを生成することが可能となる。

30

【 0 0 7 4 】

又、上述の実施例では、利得補正データ生成部 8 において生成された利得補正データを用いて超音波プローブ 3 から供給される受信信号及び受信信号処理部 4 から供給される超音波データの利得を補正する場合について述べたが、これらの何れか一方に対して利得補正を行なってもよい。更に、前記利得補正データを用い、ポリウムデータ生成部 5 にて生成されるポリウムデータや画像データ生成部 6 にて生成される画像データに対して利得補正を行なっても構わない。

40

【 0 0 7 5 】

更に、上述の実施例では、利得補正データ生成部 8 において生成された利得補正データを用いて受信信号や超音波データ等の利得を補正する場合について述べたが、ダイナミッククレンジの補正も同様の手順によって行なってもよい。又、上述の利得補正データ生成部 8 における利得補正マップは、特許文献 2 の方法を適用して生成する場合について述べたが、特許文献 1 の方法を適用してもよい。

【 0 0 7 6 】

一方、上述の実施例では、2 次元配列された振動素子を有する超音波プローブ 3 により収集された超音波データを用いて利得補正データを生成する場合について述べたが、複数の振動素子が 1 次元配列された超音波プローブを機械的に移動あるいは回転して得られた

50

超音波データを用いて利得補正データを生成してもよい。同様にして、２次元配列された振動素子を有する超音波プローブ３によって収集されたボリュームデータに対して利得補正を行なう場合について述べたが、複数の振動素子が１次元配列された超音波プローブを機械的に移動あるいは回転して得られたボリュームデータに対して利得補正を行なってもよい。更に、超音波走査法は上述のセクタ走査に限定されるものではなく、コンベックス走査、リニア走査、ラジアル走査等であってもよい。

【００７７】

又、３次元領域に対する超音波の送受信によって得られたＢモードデータに基づいてボリュームデータを生成する場合について述べたが、カラードブラデータ等の他の超音波データに基づいてボリュームデータを生成しても構わない。更に、画像データ生成部６は、前記ボリュームデータをレンダリング処理してボリュームデータレンダリング画像データあるいはサーフェスレンダリング画像データを３次元画像データとして生成する場合について述べたが、前記ボリュームデータを用いてＭＩＰ（Maximum Intensity Projection）画像データやＭＰＲ（Multi Planar Reconstruction）画像データ等を生成してもよい。

【図面の簡単な説明】

【００７８】

【図１】本発明の実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図２】同実施例の超音波診断装置が備える送受信部及び受信信号処理部の具体的な構成を示すブロック図。

【図３】同実施例の３次元走査における超音波の送受信方向を説明するための図。

【図４】同実施例の超音波診断装置が備えるボリュームデータ生成部及び画像データ生成部の構成を示すブロック図。

【図５】同実施例におけるボリュームデータのヒストグラムと、このヒストグラムに基づいて設定される不透明度・色調を説明するための図。

【図６】同実施例のボリュームデータ収集用走査モードにて収集される３次元的な超音波データと利得補正用走査モードにおいて収集される複数スライス断面の超音波データを示す図。

【図７】同実施例における３次元的な利得補正データの生成手順を示すフローチャート。

【図８】同実施例における３次元画像データの生成手順を示すフローチャート。

【図９】同実施例の変形例における利得補正用走査モードのスライス断面を示す図。

【符号の説明】

【００７９】

- ２ ... 送受信部
- ２ １ ... 送信部
- ２ １ １ ... レートパルス発生器
- ２ １ ２ ... 送信遅延回路
- ２ １ ３ ... 駆動回路
- ２ ２ ... 受信部
- ２ ２ ０ ... 利得設定部
- ２ ２ １ ... Ａ / Ｄ変換器
- ２ ２ ２ ... 受信遅延回路
- ２ ２ ３ ... 加算器
- ３ ... 超音波プローブ
- ４ ... 受信信号処理部
- ４ １ ... 包絡線検波器
- ４ ２ ... 対数変換器
- ５ ... ボリュームデータ生成部
- ５ １ ... 利得設定部
- ５ ２ ... 超音波データ記憶部
- ５ ３ ... 補間演算部

10

20

30

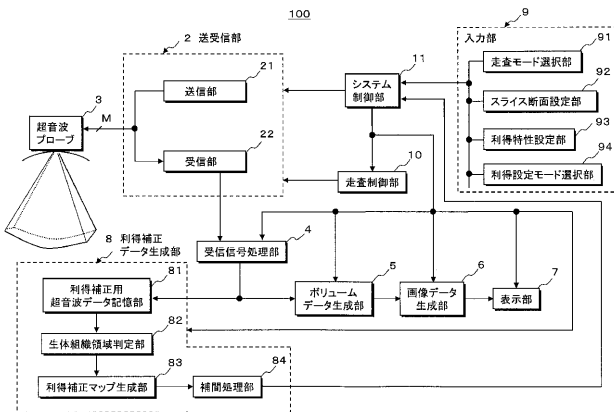
40

50

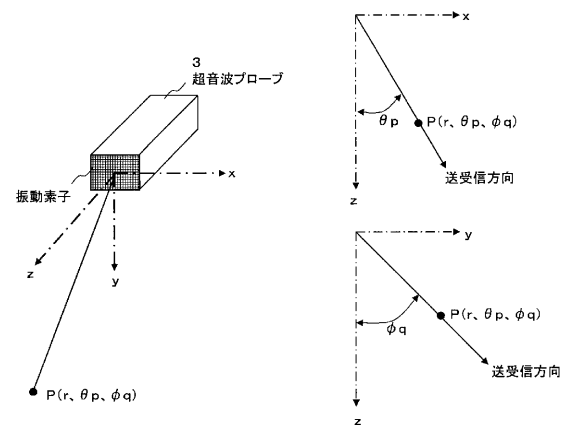
- 5 4 ... ボリュームデータ記憶部
- 6 ... 画像データ生成部
- 6 1 ... ヒストグラム演算部
- 6 2 ... 不透明度・色調設定部
- 6 3 ... レンダリング処理部
- 7 ... 表示部
- 8 ... 利得補正データ生成部
- 8 1 ... 利得補正用超音波データ記憶部
- 8 2 ... 生体組織領域判定部
- 8 3 ... 利得補正マップ生成部
- 8 4 ... 補間処理部
- 9 ... 入力部
- 9 1 ... 走査モード選択部
- 9 2 ... スライス断面設定部
- 9 3 ... 利得特性設定部
- 9 4 ... 利得設定モード選択部
- 10 ... 走査制御部
- 11 ... システム制御部
- 100 ... 超音波診断装置

10

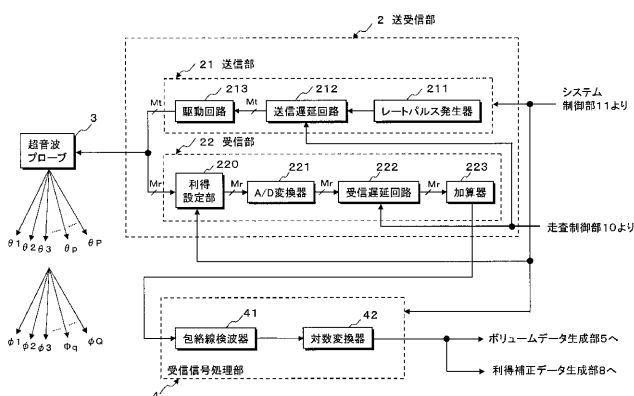
【図 1】



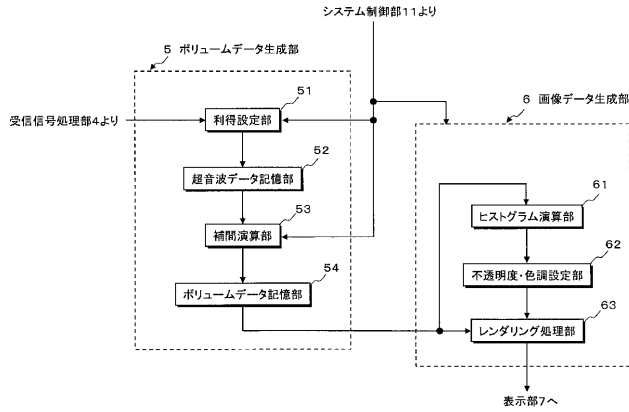
【図 3】



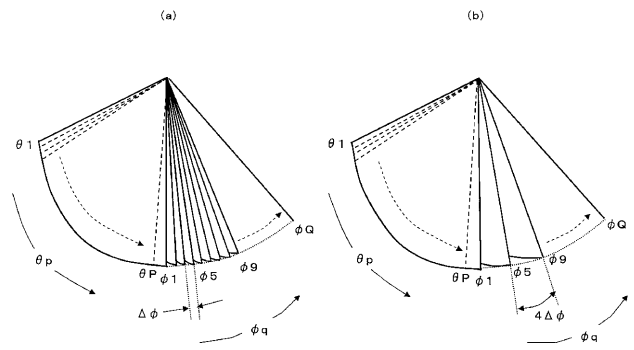
【図 2】



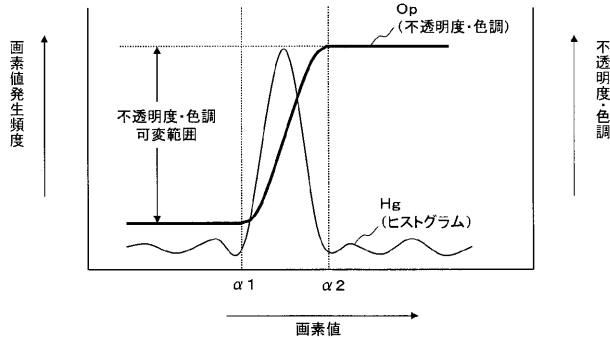
【図 4】



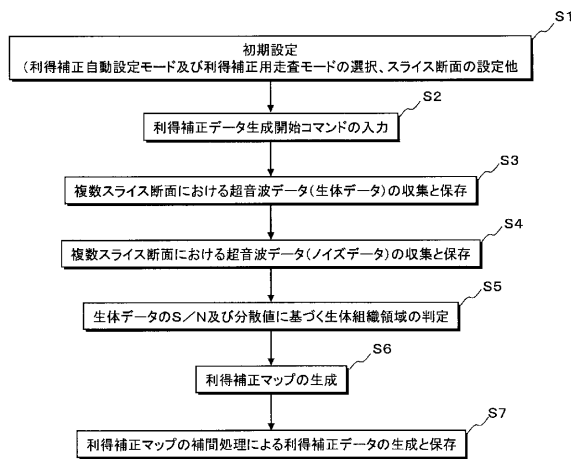
【図 6】



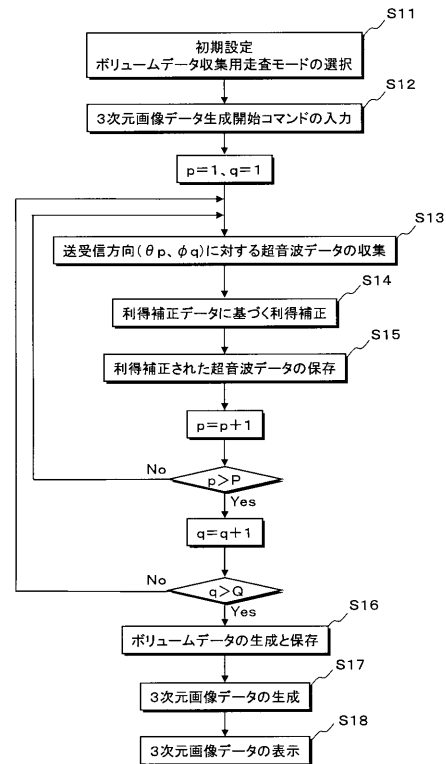
【図 5】



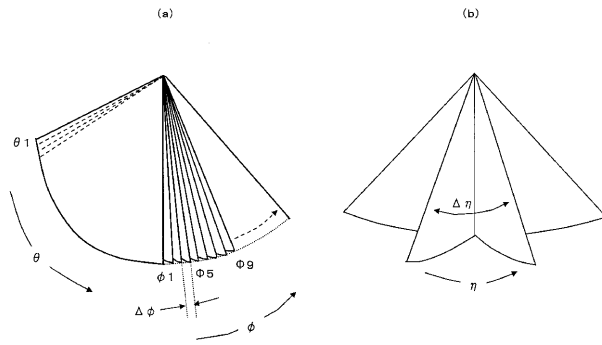
【図 7】



【図 8】



【 図 9 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2008253549A	公开(公告)日	2008-10-23
申请号	JP2007099246	申请日	2007-04-05
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	掛江明弘		
发明人	掛江 明弘		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/14 A61B8/543 G01S7/52033 G01S7/52085 G01S15/8925 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE04 4C601/EE07 4C601/JB51 4C601/JC02 4C601/JC04 4C601/KK21 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CE05 5B057/DA08 5B057/DB02 5B057/DB09 5B057/DC22 5L096/AA06 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/FA33		
代理人(译)	堀口博		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：产生相对于由三维扫描收集的体数据的增益校正数据。
 解决方案：该超声诊断设备被形成为使得增益校正数据生成部分8的生物组织区域确定部分82基于S/N和从每个采集的超声数据的分散值确定生物组织区域或诊断对象，在增益校正扫描模式中的多个切片部分，用于生成相对于体数据的增益校正数据，以及增益校正图生成部分83生成对超声数据的平均值应用最小二乘法的二维增益校正图在通过将生物体组织区域分割为规定尺寸而设定的多个区域的每一个中。插值处理部84对在切片方向上对多个切片部中的每一个生成的增益校正映射进行插值，以生成与体数据的每个体素对应的三维增益校正数据。 Z

